

Алхімова С.М.^{1*}, Яценко В.П.¹, Чубко С.П.², Тімен Г.Е.²

^{1*} Міжуніверситетський медико-інженерний факультет, Національний Технічний Університет України «КПІ», вул. Янгеля, 16/2, Київ, 03056, Україна, E-mail: asnarta@mail.ru

² Дитяче відділення ЛОР-патології, Інститут Отоларингології ім. проф. О.С.Коломійченка, вул. Зоологічна, 3, Київ, 03057, Україна.

Ангіофіброми основи черепа (АОЧ) – це доброякісні пухлини, мезенхімального походження, що морфологічно характеризуються поєднанням судин і волокнистої сполучної тканини. Ангіофіброма доброякісна за гістологічним дослідженням, та в клінічному перебігу, особливо в дітей, ангіофіброма проявляє себе агресивним ростом, що призводить до деструкції кісток та хрящів черепа, а іноді й до інтракраніального поширення. На початкових стадіях захворювання ювенільна АОЧ проявляється малоспецифічними ознаками, що вимагає особливої онкологічної пильності ЛОР – фахівців.

Діагноз АОЧ встановлюється на підставі: анамнезу, об'єктивних, лабораторних, рентгенографічних (рентгенографія приносових пазух, рентгенівська комп'ютерна томографія, магнітно-резонансна томографія), інструментальних, ендоскопічних, патогістологічних методів дослідження.

Основним, а можливо і єдиним методом лікування юнацької АОЧ є хірургічний. Однією з найважчих проблем, з якою зіштовхуються хірурги під час видалення АОЧ, є масивна кровоточивість тканин, що може спричинити крововтрату в сотні мілілітрів, а іноді й більше літра. Для попередження масивної крововтрати використовуються досить складні методи, серед яких: емболізація судин, що живлять пухлину, керована глибока гіпотонія, імбібіція основи пухлини різними розчинами, перев'язка зовнішньої сонної артерії й т.п. Видалення знекровленої пухлини викликає набагато менше технічних проблем, але інвазивність зазначених процедур та ризик їх ускладнень актуалізують питання щодо необхідності застосування методів попередження інтраопераційної крововтрати.

З метою прогнозування інтраопераційної крововтрати розробляється новий підхід постобробки комп'ютерних томограм (КТ) хворих з діагнозом АОЧ. Даний підхід використовує такі неординарні методи, як RGB-моделювання та колориметричний аналіз зображень пухлин. Наукова новизна дослідження полягає в розробці оригінальної методики прогнозування ризику масивної крововтрати під час видалення АОЧ.

Для дослідження використовується база рентгенівських КТ-зображень хворих з діагнозом ювінільна АОЧ Інституту отоларингології ім.проф. О.С.Коломійченка АМН України.

Томографічні зображення — це числові матриці даних, що відтворюють форму, фізико-хімічні й біологічні властивості біооб'єкта та утримують їхні деформації, обумовлені процесом одержання зображення піксельної структури [1]. Для роботи з томографічними зображеннями зручно використовувати інтерактивну систему *MatLab*, оскільки в *MatLab* базовим елементом виступає масив елементів, що не вимагають завдання фіксованої розмірності. Це дозволяє легко формулювати умови й рішення багатьох обчислювальних завдань, яким потрібне матричне подання об'єктів, а зображення (двовимірні числові масиви) є важливим частковим випадком таких об'єктів. Технічна реалізація дослідження проведена в середовищі *MatLab* version 7.0.0.19920.

Первинні електронні копії КТ-зображень є джерелами інформації з високою розв'язною здатністю. Після того, як була отримана електронна копія зображення, що найбільш відповідає мультимодальності подання анатомічних відомостей на хворого, постає питання щодо найоптимальнішого розбору та розуміння отриманої інформації. Для того щоб забезпечити додаткову діагностичну цінність та інформативність томограм застосовуються різні методи постобробки КТ-зображень, що виконуються не в режимі реального часу, а вже після проведення томографічного обстеження пацієнта.

На сьогодні в проведеному дослідженні постобробка КТ-зображень з метою прогнозування інтраопераційної крововтрати складається з маніпуляцій над томограмами в декілька етапів.

Перший етап включає відбір томограм пацієнтів з діагнозом ювінільна АОЧ та формування бази зображень, що характеризують безпосередньо тканини

пухлин. Процес відокремлення на зображеннях областей, що відповідають біотканинам з однаковими характеристиками, називається сегментацією біомедичних зображень [2]. В більш широкому розумінні, сегментація – це процес обробки зображень, при якому цілісне зображення розбивається на сегменти, що його складають; ступінь деталізації розбиття залежить від вирішуваних задач [3].

Сегментація, будучи основним полем досліджень в обробці біомедичних зображень, описується в значній частині літератури данної тематики. На жаль, більшість методів сегментації дає границі ділянок, які не позбавлені недоліків. До таких недоліків відносяться різні артефакти: виступи, сходинки, відростки, петлі й т.п., утворені на границях. Тому типово, що процес сегментації залишається напівавтоматичним, з необхідністю керування даними користувачем для допомоги в коректуванні сегментацією. Це й обумовлює те, що сегментація часто є вузьким місцем у клінічному програмному забезпеченні - вона займає багато часу, і результати часто важко відтворити через втручання користувача. [4]

Інструментарій сегментації, що найчастіше застосовується на практиці, реалізован функціями середовища MatLab [5].

На другому етапі дослідження застосовується метод кольорового RGB-моделювання зображень пухлини.

КТ-зображення, що слугують інформативними даними в дослідженні, використовують монохромну фотометричну інтерпретацію: яскравості пікселів зображення представлені відповідно до сірої шкали. Отже джерело або об'єкт дослідження містить всі видимі довжини хвиль у приблизно рівних кількостях, тобто складається з різних градацій сірого кольору. Словосполучення рівень сірого часто використовується для позначення яскравості монохромного зображення. Метод кольорового моделювання базується на наданні кольорової компоненти до сірошкального зображення, відповідно до функціональної активності або анатомічних відомостей органів, що досліджуються [6]. Кольорові моделі доцільно використовувати, оскільки вони ефективно передають інформацію поданого зображення, максимально наближаючи її до нашої зорової системи. Крім того, кольорове зображення може бути подане як простір, що кодується трьома параметрами (наприклад, RGB-модель або HSV-модель), що дає можливість робити дво- або трипараметричне кодування окремих кольорів.

В основі однієї з найпоширеніших колірних моделей, що називається RGB моделлю, лежить відтворення будь-якого кольору шляхом додавання трьох основних кольорів: червоного (Red), зеленого (Green) і синього (Blue). Кожен канал - R, G або B – це окремий параметр, що вказує на кількість відповідного компонента в кінцевому кольорі. Глибина кольору в RGB моделі визначається як 3 канали по 8 біт на кожний, що дають 24 біта. Саме цей режим найбільше підходить для передачі багатства фарб навколишньої природи. Тому для дослідження було обрано RGB-моделювання КТ-зображень ангіофібром.

Щоб провести RGB-моделювання КТ-зображення, застосовується фільтр у вигляді градієнтної карти. Градієнт являє собою набір розташованих у лінійній послідовності кольорів, а градієнтна карта дозволяє замінити кожний відтінок сірого відповідним кольором із градієнта. Градієнтна карта була обрана таким чином, щоб ділянки органа різного ступеня кровопостачання здобували зрозуміле лікареві фарбування: зони інтенсивного кровопостачання - у різні градації червоного, зниженого - градації зеленого й безсудинні ділянки - градації синього кольору.

Наступний етап базується на проведенні колориметричного аналізу, який використовує колориметричні параметри пікселів зображень ангіофіброми та принцип угруповання відтінків адитивного кольору в RGB-моделі подання кольорових зображень.

Властивості яскравості зображення залежать від абсолютного значення інтенсивностей RGB-складових, а варіабельність колірних відтінків - від величини інтервалів між рівнями їхньої інтенсивності. Оскільки для дослідження була обрана RGB-модель подання кольору, то в кожній точці такого повноколірного зображення може домінувати за значенням інтенсивності або один з основних кольорів, або два, або їхні інтенсивності виявляються рівними. Аналіз варіантів взаємин між RGB-складовими по такому принципу показує, що можливо всього лише 13 комбінацій, що утворюють окремі тональності [8].

Дев'ять тональностей характеризуються наявністю одного домінуючого кольору, рівень інтенсивності якого перевершує рівні двох інших RGB-складових.

Якщо домінує червоний колір, можливі наступні варіанти :

$$(R_1) I_R > I_G > I_B$$

$$(R_2) I_R > I_B > I_G$$

$$(R_3) I_R > I_G = I_B$$

Якщо домінує зелений колір, можливі наступні варіанти :

$$(G_1) I_G > I_B > I_R$$

$$(G_2) I_G > I_R > I_B$$

$$(G_3) I_G > I_B = I_R$$

Якщо домінує синій колір, можливі наступні варіанти :

$$(B_1) I_B > I_R > I_G$$

$$(B_2) I_B > I_G > I_R$$

$$(B_3) I_B > I_R = I_G$$

Три тональності характеризуються наявністю двох домінантних кольорів:

$$(PGr_1) I_R = I_G > I_B$$

$$(PGr_2) I_G = I_B > I_R$$

$$(PGr_3) I_B = I_R > I_G$$

Для однієї тональності типова рівність рівнів інтенсивності всіх RGB-складових. Це - сіра палітра (Gr), у якій крайні значення інтенсивності прийняті позначати як білий ($I_R = I_G = I_B = 255$) або чорний ($I_R = I_G = I_B = 0$) колір.

Таким чином, кожна елементарна ділянка томограми - це піксель цифрового зображення, що кодується як мінімум п'ятьма числами, з яких два числа визначають його положення в площині зображення, а інші три - є колориметричними параметрами пікселя.

У результаті колориметричного аналізу встановлюється, з якої кількості пікселів складається зображення пухлини, яка кількість пікселів припадає на кожен тональний колірних відтінків, обраховується представництво (у процентному вираженні) тональностей у загальній площі зображення пухлини та знаходиться площа, що припадає на значення кожної з тональностей колірних відтінків. Отримані результати містять дані за частковою участю різних зон васкуляризації ангіофіброми та слугують підставою для розрахунку інтраопераційної крововтрати хворих за даними томографічних обстежень.

Хоча алгоритми обробки зображень можуть забезпечити одержання точних кількісних показників, проблеми надійності й відповідальності залишаються головними перешкодами на шляху широкомасштабного використання цих

алгоритмів. Перевірка правильності алгоритму часто буває скрутна через відсутність теорії, що дозволяє порівнювати результати обробки. Гіпотеза щодо доцільності використання даного підходу в дослідженні була підтверджена порівнянням результатів постобробки КТ-зображень ангіофібром до та після емболізації судин, що живлять пухлину.

Застосування розглянутого підходу в клінічній практиці є перспективним напрямком для системного аналізу прогнозу крововтрати в залежності від вікових, топологічних та агресивних властивостей пухлини та дозволить зменшити травматичність хірургічного лікування хворих з діагнозом ЮАОЧ.

Список використаної літератури:

1. Романчик Д.В. Нелинейное преобразование гистограмм полутоновых изображений // Цифровая обработка изображений. - 2001, №1, С. 123-129
2. Абакумов В.Г., Рыбин А.Н., Сватош Й., Синекон Ю.С. Системы отображения в медицине. - К.: Юніверс. – 2001. – 336 с.
3. Гонсалес Р., Вудс Р. Цифровая обработка изображений. – М.: Техносфера. – 2006. – 1072 с.
4. F.P. Vidal, F. Bello, K.W. Brodlie, N.W. John , D. Gould, R. Phillips and N.J. Avis. Principles and Applications of Computer Graphics in Medicine // COMPUTER GRAPHICS forum, - Volume 25 (2006), number 1, pp. 113–137
5. Гонсалес Р., Вудс Р., С.Л.Эддинс. Цифровая обработка изображений в среде MATLAB. – М.: Техносфера. – 2006. – 616 с.
6. Pelizzari, C.A.; Chen, G.T.Y.; Spelbring, D.R.; Weichselbaum, R.R.; Chin-Tu Chen. Accurate three-dimensional registration of CT, PET, and/or MR images of the brain. JCAT, 1989, Jan-Feb 13(1), pp 20-26.
7. Arenson R L; Chakraborty D P; Seshadri S B; Kundel H L. The digital imaging workstation. Radiology 1990;176(2), pp 303-315.
8. Щудло М.М., Щудло Н.А. Принцип группировки оттенков аддитивного цифрового цвета в RGB-модели // Известия Челябинского НЦ, 2006. № 4 (34). С. 140-144.